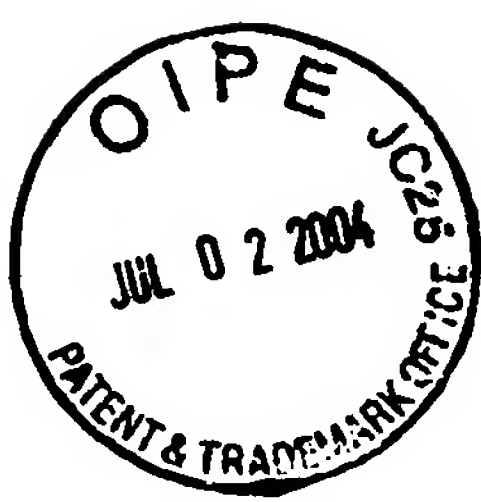


P24587.P07



SPW

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant : Shinsuke OKADA et al.

Appln No. : 10/774,540

Group Art Unit: 3739

Filed : February 10, 2004

Examiner: Unknown

For : ENDOSCOPE

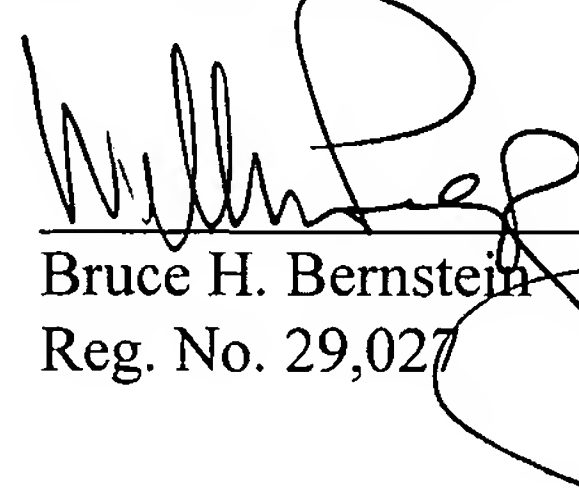
**SUPPLEMENTAL CLAIM OF PRIORITY
SUBMITTING CERTIFIED COPY**

U.S. Patent and Trademark Office
220 20th Street S.
Customer Window, Mail Stop _____
Crystal Plaza Two, Lobby, Room 1B03
Arlington, VA 22202

Sir:

Further to the Claim of Priority filed February 10, 2004 and as required by 37 C.F.R. 1.55,
Applicant hereby submits a certified copy of the application upon which the right of priority is
granted pursuant to 35 U.S.C. §119, i.e., of Japanese Application No. 2003-138099, filed May 16,
2003.

Respectfully submitted,
Shinsuke OKADA et al.


Bruce H. Bernstein
Reg. No. 29,027

July 2, 2004
GREENBLUM & BERNSTEIN, P.L.C.
1950 Roland Clarke Place
Reston, VA 20191
(703) 716-1191

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日
Date of Application: 2003年 5月16日

出願番号
Application Number: 特願2003-138099

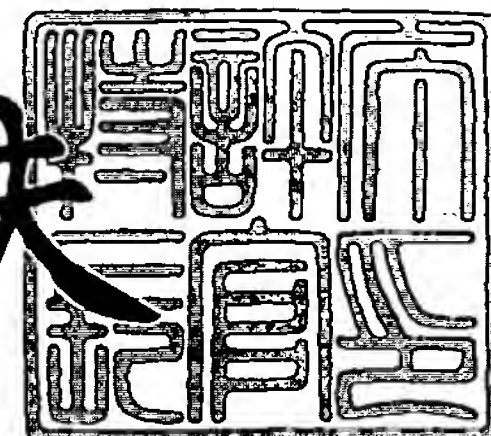
[ST. 10/C]: [JP 2003-138099]

出願人
Applicant(s): ペンタックス株式会社
オプティスキャン ピーティーワイ リミテッド

2004年 2月 2日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井康夫



【書類名】 特許願
【整理番号】 PX03P050
【あて先】 特許庁長官 殿
【国際特許分類】 A61B 1/04
G02B 26/10

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 ペンタックス株式会社内

【氏名】 岡田 慎介

【発明者】

【住所又は居所】 オーストラリア国 ヴィクトリア 3 1 6 8 カーネギー
ー グランジ ロード 8 8

【氏名】 ピーター・マックスウェル・デラニー

【特許出願人】

【識別番号】 000000527

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号

【氏名又は名称】 ペンタックス株式会社

【特許出願人】

【識別番号】 500299492

【住所又は居所】 オーストラリア国 ヴィクトリア 3 1 6 8 ノッティ
ング ヒル ノーマンビー ロード 1 5 - 1 7

【氏名又は名称】 オプティスキャン ピーティーワイ リミテッド

【代理人】

【識別番号】 100078880

【住所又は居所】 東京都多摩市鶴牧 1 丁目 2 4 番 1 号 新都市センタービ
ル 5 F

【弁理士】

【氏名又は名称】 松岡 修平

【電話番号】 042-372-7761

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 023205

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0206877

【物件名】 委任状 1

【援用の表示】 平成 1 5 年 5 月 1 6 日付提出の包括委任状を援用する

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 内視鏡

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 体腔内の生体組織を第 1 の倍率で観察するための第 1 の対物光学系と、

前記生体組織に先端面を押し当てた状態で前記生体組織を前記第 1 の倍率より高い第 2 の倍率で観察するための第 2 の対物光学系と、を備えた内視鏡であって、

前記先端面が前記第 1 の対物光学系の先端面より優先して前記生体組織に接触するように、前記第 2 の対物光学系の前記先端面を前記第 1 の対物光学系の前記先端面より突出させたこと、を特徴とする内視鏡。

【請求項 2】 前記第 2 の対物光学系を外部衝撃から保護するための保護部を、前記第 1 の対物光学系より前方に位置した前記第 2 の対物光学系の側面に備えたこと、を特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 3】 前記第 2 の対物光学系の焦点面における前記生体組織からの光のみを抽出する光ファイバをさらに備えたこと、を特徴とする請求項 1 または請求項 2 のいずれかに記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【発明の属する技術分野】

この発明は、先端部を対象物に接触させて観察する必要のある観察系、特に共焦点顕微鏡の観察系を備えた内視鏡に関する。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】

従来より、レーザ光を体腔内の生体組織に照射して、その照射された生体組織からの反射光のうち、対物光学系の物体側焦点面における反射光のみを抽出して、その生体組織を、通常の内視鏡光学系によって得られる観察像より高倍率で観察することができる共焦点顕微鏡の光学系を備えた共焦点プローブが知られている。

【 0 0 0 3 】

通常、共焦点プローブは、内視鏡に備えられている処置具を挿通する鉗子チャンネルに挿通され、内視鏡光学系によって得られる観察像の倍率では観察できないような微小な対象物を観察したり、生体組織の断層部を観察したりするために用いられるものである（例えば、特許文献 1 参照）。

【 0 0 0 4 】

【特許文献 1】

特開 2 0 0 0 - 1 2 1 9 6 1 号公報（第 2 ～ 8 頁、第 1、2 図）

【 0 0 0 5 】

【発明が解決しようとする課題】

上述したように、共焦点プローブは、生体組織の表面部に加えて、生体組織の断層部すなわち生体組織内部を観察することができるプローブである。共焦点プローブの観察対象である生体組織内部は、光源装置から照射された略減衰していない照明光により照明される生体組織表面と異なり、生体組織そのものによって大幅に減衰されたレーザ光により照射される。従って、共焦点プローブが得る観察像は非常に暗い像である。そのため、共焦点プローブの観察系には高 NA のものが要求される。また、共焦点プローブは体腔内に張り巡らされた細い管内に挿入されていくため、このような観察系には非常に小型のものが要求される。そのため、共焦点プローブの観察系には焦点距離が極めて短いものが採用されている。

【 0 0 0 6 】

また、共焦点プローブは観察像を面でなく点で取得するものである。ユーザーが対象物の状態を観察するためには観察像を 2 次元もしくは 3 次元で取得する必要がある。そのため、この共焦点プローブは対象物を光ビームで走査することができる走査型の光学系を備えた走査型プローブとして構成されている。すなわち共焦点プローブは対象物を光ビームで走査することにより観察像を取得する。

【 0 0 0 7 】

共焦点プローブが対象物を走査している間、この共焦点プローブが正確に対象物を走査できるように、共焦点プローブの光学系と対象物とを相対的に固定した

状態に保つ必要がある。従って、このような共焦点プローブを用いて生体組織を観察する場合、ユーザーは、共焦点プローブを、その先端部が対象物（例えば体腔内の壁部）に接触するように操作する。そしてユーザーは、先端部と対象物とを接触させることにより互いを相対的に固定した状態にしてこの対象物を観察する。さらに、共焦点プローブの観察対象が生体組織内部であったり観察系の焦点距離が極めて短かったりする点からも、共焦点プローブ先端部を対象物に接触させて対象物を観察する方法が一般的に広く知られ実践されている。

【0 0 0 8】

しかしながら、特許文献1で示されている、内視鏡のチャンネルに共焦点プローブを挿入して対象物の断層部を得る装置の場合、内視鏡本体と共焦点プローブとは完全に固定された状態ではない、すなわち内視鏡本体と共焦点プローブとは相対的に移動し得るため、共焦点プローブ先端部を対象物に安定して（相対移動しないように）接触させることが困難であった。そこで、例えば内視鏡と共焦点プローブとを一体化して組み込み、互いを相対的に移動しない状態にすることが考えられる。

【0 0 0 9】

ところが、上述のように内視鏡と共焦点プローブとを一体化して組み込むと内視鏡先端部の径が太くなってしまう。そのため、対象物と接触させるべき内視鏡側の接触面が大きくなってしまい、体腔内の小さな対象物に共焦点プローブを接触させ難くなってしまう。また、先端部が太くなることは、患者にとって負担となってしまふ。

【0 0 1 0】

そこで、本発明は上記の事情に鑑み、通常の内視鏡の観察系に加えて、先端部を対象物に接触させて観察する必要のある観察系、特に共焦点顕微鏡の観察系を備えた内視鏡であって、この共焦点顕微鏡の観察系を、体腔内の対象物に接触させ易くすることができ、さらに患者への負担を軽減させることができる内視鏡を提供することを目的とする。

【0 0 1 1】

【課題を解決するための手段】

上記の課題を解決する本発明の一態様に係る内視鏡は、体腔内の生体組織を第 1 の倍率で観察するための第 1 の対物光学系と、この生体組織に先端面を押し当てた状態でこの生体組織を第 1 の倍率より高い第 2 の倍率で観察するための第 2 の対物光学系とを備えたものであって、先端面が第 1 の対物光学系の先端面より優先して生体組織に接触するように、第 2 の対物光学系の先端面を第 1 の対物光学系の先端面より突出させている。従ってユーザーは、生体組織に押し当てる必要のある第 2 の対物光学系のみを生体組織に接触させることができる。そのため、生体組織に対する内視鏡側の接触面を最小限に抑えることができる。その結果、第 2 の対物光学系を生体組織に接触させ易くなる。また、内視鏡先端の径を最小限に抑えることができるため、患者への負担を軽減させることができる。

【 0 0 1 2 】

また、上記内視鏡において、第 2 の対物光学系を外部衝撃から保護するための保護部を、第 1 の対物光学系より前方に位置した第 2 の対物光学系の側面に備えることが好ましい。このように保護部を備えると、突出した第 2 の対物光学系は保護される。そのため、患者に対する安全性がより向上する。

【 0 0 1 3 】

また、上記内視鏡は、第 2 の対物光学系の焦点面における生体組織からの光のみを抽出する光ファイバをさらに備えていることが好ましい。

【 0 0 1 4 】

【発明の実施の形態】

図 1 は、本発明の実施形態の電子内視鏡システム 5 0 0 を示す図である。この電子内視鏡システム 5 0 0 は、体腔内の生体組織を観察するための観察系を 2 つ備えている電子内視鏡 1 0 0 と、電子内視鏡 1 0 0 に備えられた 2 つの観察系の各々によって得られる画像信号それぞれの処理を行うプロセッサ 2 1 0、2 2 0 と、プロセッサ 2 1 0 によって処理された画像を表示するモニタ 3 1 0 と、プロセッサ 2 2 0 によって処理された画像を表示するモニタ 3 2 0 から構成されている。なお、プロセッサ 2 1 0、2 2 0 は、上述した画像信号処理装置に加えてそれぞれの観察系に光を供給する光源装置を兼ね備えている。

【 0 0 1 5 】

本発明の実施形態の電子内視鏡 1 0 0 は、挿入部可撓管 1 0 と、鉗子差込口 2 0 と、操作部 3 0 と、ユニバーサルコード 4 0 と、内視鏡用コネクタ 5 0 と、共焦点システム用コード 6 0 と、共焦点システム用コネクタ 7 0 と、先端部 8 0 から構成されている。

【 0 0 1 6 】

この電子内視鏡 1 0 0 が備える挿入部可撓管 1 0 は、体腔内に挿入される管であり、可撓性を有している。この挿入部可撓管 1 0 内部には、先端部 8 0 に備えられている図示しない周知の固体撮像素子によって受光されて光電変換された画像信号を送信する信号線や、プロセッサ 2 1 0 から供給される照明光を伝送する図示しないライトガイドなどが配設されている。この挿入部可撓管 1 0 の電子内視鏡 1 0 0 の先端側には、硬性部である先端部 8 0 が設けられている。図 2 は、先端部 8 0 の構成を示す正面図である。また、図 3 は、先端部 8 0 の構成を示す側断面図である。また、図 4 は、先端部 8 0 の構成を示す側面図である。

【 0 0 1 7 】

図 2 に示すように、先端部 8 0 の正面には、体腔内の生体組織を観察するための周知の内視鏡用対物光学系 8 1 b と、2 つの照明窓 8 6 と、鉗子チャンネル口 8 7 と、体腔内の生体組織を内視鏡用対物光学系 8 1 b よりも高倍率で観察するための共焦点用対物光学系 9 0 が設けられている。

【 0 0 1 8 】

図 3 に示すように、内視鏡用対物光学系 8 1 b は、体腔内の生体組織を観察するための光学ユニットの 1 つである内視鏡ユニット 8 1 に組み込まれたものである。この内視鏡ユニット 8 1 は、内視鏡用対物光学系 8 1 b に加えて、内視鏡用対物光学系 8 1 b を保持するための鏡筒をさらに備えている。

【 0 0 1 9 】

内視鏡ユニット 8 1 を用いて観察画像を得る場合、先ず、観察対象をプロセッサ 2 1 0 から供給される照明光により照明する。このように観察対象が照明されると、内視鏡用対物光学系 8 1 b にはこの観察対象からの反射光が入射する。内視鏡用対物光学系 8 1 b に入射した反射光すなわち観察対象の像は、固体撮像素子に受光され光電変換されてプロセッサ 2 1 0 に伝送される。プロセッサ 2 1 0

に伝送された画像信号は、このプロセッサ 2 1 0 で所定の画像処理を施されて映像信号に変換される。そしてこの映像信号は、モニタ 3 1 0 において内視鏡ユニット 8 1 による観察画像として表示される。

【 0 0 2 0 】

共焦点用対物光学系 9 0 は、体腔内の生体組織を観察するためのもう 1 つの光学ユニットであって、内視鏡ユニット 8 1 より高い倍率で生体組織表面部及び断層部を観察するための光学ユニットである共焦点ユニット 8 9 に組み込まれたものである。この共焦点ユニット 8 9 は、共焦点用対物光学系 9 0 に加えて、光を伝送するシングルモード光ファイバ 8 2 と、シングルモード光ファイバ 8 2 先端部を移動させる圧電素子 9 1 と、共焦点用対物光学系 9 0 の前面を保護するためのカバーガラス 8 4 をさらに備えている。また、内視鏡ユニット 8 1 及び共焦点ユニット 8 9 は、それぞれの対物光学系を保護する保護カバー 8 5 によって覆われている。

【 0 0 2 1 】

共焦点用対物光学系 9 0 によって取り込まれた観察対象の像は、シングルモード光ファイバ 8 2 によってプロセッサ 2 2 0 に導光される。プロセッサ 2 2 0 に導光された観察対象の像は、このプロセッサ 2 2 0 で所定の画像処理を施されて映像信号に変換される。そしてこの映像信号は、モニタ 3 2 0 において共焦点ユニット 8 9 による観察画像として表示される。

【 0 0 2 2 】

電子内視鏡 1 0 0 が備える鉗子差込口 2 0 は、生体組織の止血や採取など、さまざまな処置を行うための鉗子を挿入する部位である。ユーザーは、手術内容に応じてさまざまな鉗子を、この鉗子差込口 2 0 にセットする。この鉗子差込口 2 0 にセットされた鉗子は、挿入部可撓管 1 0 に沿って配設されている鉗子チャンネルを挿通して、その先端部が鉗子チャンネル口 8 7 から送出する。

【 0 0 2 3 】

内視鏡用コネクタ 5 0 は、電子内視鏡 1 0 0 をプロセッサ 2 1 0 に接続する部位である。この内視鏡用コネクタ 5 0 は、主に、固体撮像素子から伝送される画像信号を伝送する信号線と、画像処理を行うプロセッサ側の信号線とを接続して

おり、さらに、プロセッサ 2 1 0 が備えている光源装置とライトガイドとを接続している。また、この内視鏡用コネクタ 5 0 は、ユニバーサルコード 4 0 を介して操作部 3 0 と接続されている。なお、このプロセッサ 2 1 0 が備えている光源装置から照射された光束は、内視鏡用コネクタ 5 0、ユニバーサルコード 4 0、挿入部可撓管 1 0 などに沿って配設されているライトガイドを介して 2 つの照明窓 8 6 から出射する。そしてこの光束は、先端部 8 0 の前面と対向している生体組織 4 0 0 を照明する。

【 0 0 2 4 】

操作部 3 0 は、ユーザーが電子内視鏡 1 0 0 を操作するための部位であり、先端部 8 0 を上下や左右に移動させて観察領域を自在に変更したり、鉗子差込口 2 0 にセットされた鉗子を起上させたりするなどの操作機能を有している。この操作部 3 0 に組み込まれている種々のノブを操作することによって、先端部 8 0 近傍の挿入部可撓管 1 0 が湾曲して先端部 8 0 が上下や左右に移動したり、鉗子が起上したりする。

【 0 0 2 5 】

共焦点システム用コネクタ 7 0 は、電子内視鏡 1 0 0 をプロセッサ 2 2 0 に接続する部位である。この共焦点システム用コネクタ 7 0 は、プロセッサ 2 2 0 が備えている光源装置と、シングルモード光ファイバ 8 2 とを接続する。また、この共焦点システム用コネクタ 7 0 は、共焦点システム用コード 6 0 を介して操作部 3 0 と接続されている。なお、このシングルモード光ファイバ 8 2 の一端は共焦点システム用コネクタ 7 0 のプロセッサ 2 2 0 との接続部に配設されている。また、このシングルモード光ファイバ 8 2 のもう一端は、共焦点システム用コード 6 0、挿入部可撓管 1 0 を介して先端部 8 0 に配設されている。

【 0 0 2 6 】

次に、上述した共焦点ユニット 8 9 に備えられている光学系の動作を説明する。まず、プロセッサ 2 2 0 に備えられている光源装置からレーザ光が発振する。この発振したレーザ光は、共焦点システム用コネクタ 7 0 のプロセッサ 2 2 0 との接続部にあるシングルモード光ファイバ 8 2 の端部に入射する。入射したレーザ光は、シングルモード光ファイバ 8 2 を伝送して先端部 8 0 側の端部から出射

する。シングルモード光ファイバ 8 2 から出射した光束は共焦点用対物光学系 9 0 に入射して、カバーガラス 8 4 を介して生体組織 4 0 0 において焦点を結ぶ。なお、共焦点ユニット 8 9 は暗部である生体組織内部が観察可能でありかつ小型な光学ユニットである。従って、共焦点用対物光学系 9 0 は高 NA でありかつ小型に形成されている。その結果、共焦点用対物光学系 9 0 の焦点距離は非常に短くなっている。

【 0 0 2 7 】

生体組織 4 0 0 において焦点を結んだ光束は、生体組織 4 0 0 で反射して、共焦点用対物光学系 9 0 を介してシングルモード光ファイバ 8 2 の先端部 8 0 側の端部近傍で焦点を結ぶ。この端部は、共焦点用対物光学系 9 0 から出射した光束が生体組織 4 0 0 において焦点を結んだ位置と共役である。また、このシングルモード光ファイバ 8 2 のコア径は極めて小さい。従って、生体組織 4 0 0 で反射した反射光のうち、生体組織 4 0 0 で焦点を結んだ光束の反射光のみがシングルモード光ファイバ 8 2 を通過し、それ以外の反射光は、シングルモード光ファイバ 8 2 が有するクラッド部などによって遮光されてしまう。すなわち、シングルモード光ファイバ 8 2 を通過する反射光は、生体組織 4 0 0 で焦点を結んだ光束の反射光のみとなる。

【 0 0 2 8 】

生体組織 4 0 0 からの反射光のうち焦点を結んだ反射光のみに絞られた光束は、上述したように、シングルモード光ファイバ 8 2 によってプロセッサ 2 2 0 に導光されてプロセッサ 2 2 0 で処理されて映像信号に変換される。そしてこの変換された映像信号は、共焦点用対物光学系 9 0 による観察画像としてモニタ 3 2 0 に表示される。

【 0 0 2 9 】

また、シングルモード光ファイバ 8 2 端部近傍には上述した圧電素子 9 1 が備えられている。この圧電素子 9 1 は、シングルモード光ファイバ 8 2 端部を、共焦点用対物光学系 9 0 の光軸と直交する方向に変位させることができる。シングルモード光ファイバ 8 2 端部が該光軸と直交する方向に変位すると、生体組織 4 0 0 に照射される光束の焦点位置も、シングルモード光ファイバ 8 2 端部の変位

に伴って該光軸と直交する方向に移動する。別の言い方をすると、シングルモード光ファイバ 82 端部が該光軸と直交する方向に変位すると、生体組織 400 に照射される光束は、その変位に伴って生体組織 400 表面または内部を走査する。これにより共焦点ユニット 89 からプロセッサ 220 に 2 次元の観察画像を得るための像が伝送される。

【0030】

次に、先端部 80 における内視鏡ユニット 81 と共焦点ユニット 89 との位置関係を説明する。内視鏡ユニット 81 は、その前面が照明窓 86 や、鉗子チャンネル口 87、送水ノズル、送気ノズルなどを備えている図 3 及び図 4 において一点鎖線で示されている面 81a と同一面上となるように配置されている。一方、共焦点ユニット 89 は、その前面（面 89b）が面 81a よりも先端部 80 前方に位置している。すなわち先端部 80 の前方部では、共焦点ユニット 89 のみが他の部位に対して突出するよう配置されている。なお、この共焦点ユニット 89 において面 81a よりも先端部 80 前方に突出している部分を、突出部 89a とする。

【0031】

上述したように、この共焦点ユニット 89 を用いて体腔内の生体組織を観察する場合、ユーザーは、この共焦点ユニット 89 の先端部前面（別の言い方をすると、突出部 89a 前面）の面 89b を対象物に接触させて、その対象物を観察する必要がある。

【0032】

図 4 に示すように、内視鏡用対物光学系 81b を含む内視鏡ユニット 81 は、 ϕD_B を有した枠体に組み込まれている。この ϕD_B を有した枠体には、内視鏡ユニット 81 に加えて共焦点ユニット 89 の一部も組み込まれている。また、共焦点ユニット 89 の突出部 89a は、 ϕD_B を有した枠体よりも細い径である ϕD_A を有した枠体に組み込まれている。

【0033】

ϕD_A を有した枠体は ϕD_B を有した枠体より前方に位置しているため、先端部 80 前面を生体組織 400 に近づけていくと、共焦点ユニット 89 前面（面 8

9 b) を、内視鏡ユニット 8 1 を含む面 8 1 a より優先的に生体組織 4 0 0 に接触させることができる。このとき、電子内視鏡 1 0 0 本体と共焦点ユニット 8 9 は相対的に移動しない、すなわち固体された状態であるため、ユーザーは、共焦点ユニット 8 9 前面 (面 8 9 b) と生体組織 4 0 0 とを、相対的に移動しない状態 (安定した状態) で接触させることができる。

【 0 0 3 4 】

また、電子内視鏡 1 0 0 において共焦点ユニット 8 9 のみが他の部位を配置した面 8 1 a より突出しているため、生体組織 4 0 0 との接触されるべき面である面 8 9 b は最小径に抑えられている。このように接触されるべき面を最小径に抑えると、面 8 1 a と共焦点ユニット 8 9 先端面とが同一面であるときに比べて、面 8 9 b と生体組織 4 0 0 とが互いに面で接触し易くなる。すなわち、面 8 9 b と生体組織 4 0 0 とがより密着して接触し易くなる。また、内視鏡ユニット 8 1 を共焦点ユニット 8 9 より後方に配置する (すなわち共焦点ユニット 8 9 を内視鏡ユニット 8 1 より突出させる) ことにより、内視鏡ユニット 8 1 と共焦点ユニット 8 9 とが並列して配置しているときに比べて ϕD_B を有した棒体の挿入方向長さを減少させることができる。そしてこの減少した部分を ϕD_B よりも細い ϕD_A を有した棒体に形成することができる。この電子内視鏡 1 0 0 では、硬性部である先端部 8 0 の先端 (ϕD_A) を上記の如く細径化させ、さらに ϕD_B を有した棒体の全長を最小限に抑えているため、患者への負担が最小限に抑えられている。

【 0 0 3 5 】

図 5 は、別の実施形態の電子内視鏡の先端部 8 0 の構成を示す側面図である。なお、この別の実施形態の電子内視鏡において、図 4 で示す実施形態の電子内視鏡 1 0 0 と同一の構成には、同一の符号を付してここでの詳細な説明は省略する。

【 0 0 3 6 】

この別の実施形態の電子内視鏡では、外径が細い上に、電子内視鏡の最も先端に位置しているために大きな負荷が掛かってしまう突出部 8 9 a の強度を上げる工夫がなされている。具体的に説明すると、この別の実施形態の電子内視鏡では

、この突出部 8 9 a の強度を上げるために、内視鏡ユニット 8 1 及び共焦点ユニット 8 9 のそれぞれの対物光学系を保護するための保護カバー 8 5 a (先の実施形態の保護カバー 8 5 に該当する) が、面 8 1 a よりも先端部 8 0 前方に突出している共焦点ユニット 8 9 (突出部 8 9 a) も覆うように形成されている。

【 0 0 3 7 】

また、この別の実施形態の電子内視鏡では、体腔内の細い管に先端部 8 0 を挿入した際の患者に対する安全性をより向上させた工夫がなされている。具体的に説明すると、突出部 8 9 a を覆っている保護カバー 8 5 の先端近傍が、共焦点用対物光学系 9 0 の光軸に対してテーパを有した形状となっている。従って、このような突出部 8 9 a が設けられている電子内視鏡 1 0 0 を体腔内の細い管に挿入する場合でも、この先端部 8 0 が管内で引っ掛かることはなくスムーズに挿入される。

【 0 0 3 8 】

以上が本発明の実施形態である。本発明はこれらの実施形態に限定されるものではなく様々な範囲で変形が可能である。

【 0 0 3 9 】

【発明の効果】

以上のように本発明の内視鏡によると、ユーザーは、生体組織に押し当てる必要のある第 2 の対物光学系のみを生体組織に接触させることができる。そのため、生体組織に対する内視鏡側の接触面を最小限に抑えることができる。その結果、第 2 の対物光学系を生体組織に接触させ易くなる。また、内視鏡先端の径を最小限に抑えることができるため、患者への負担を軽減させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の実施形態の電子内視鏡システムを示す図である。

【図 2】

本発明の実施形態の電子内視鏡の先端部の構成を示す正面図である。

【図 3】

本発明の実施形態の電子内視鏡の先端部の構成を示す側断面図である。

【図 4】

本発明の実施形態の電子内視鏡の先端部の構成を示す側面図である。

【図 5】

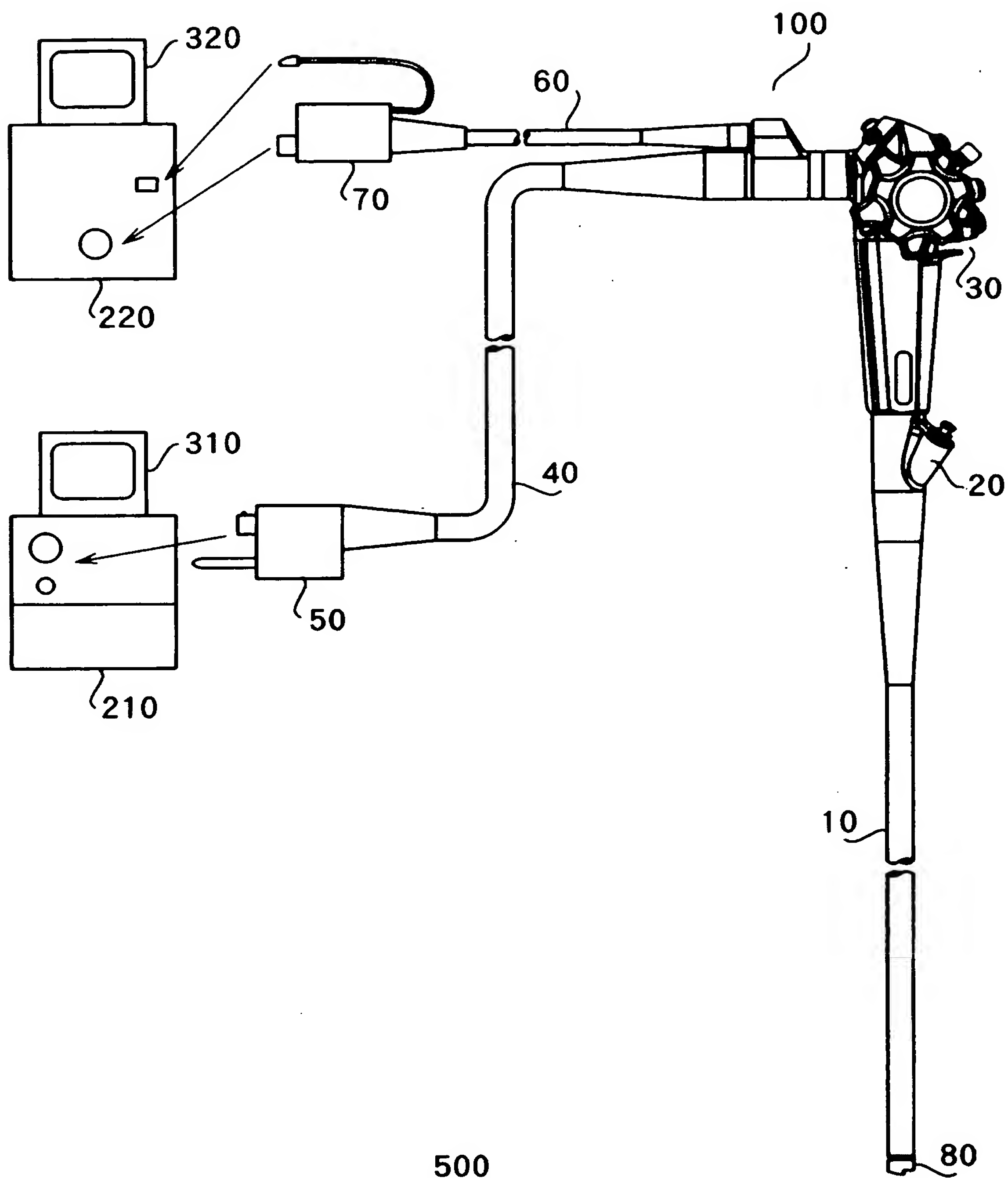
別の実施形態の電子内視鏡の先端部の構成を示す側面図である。

【符号の説明】

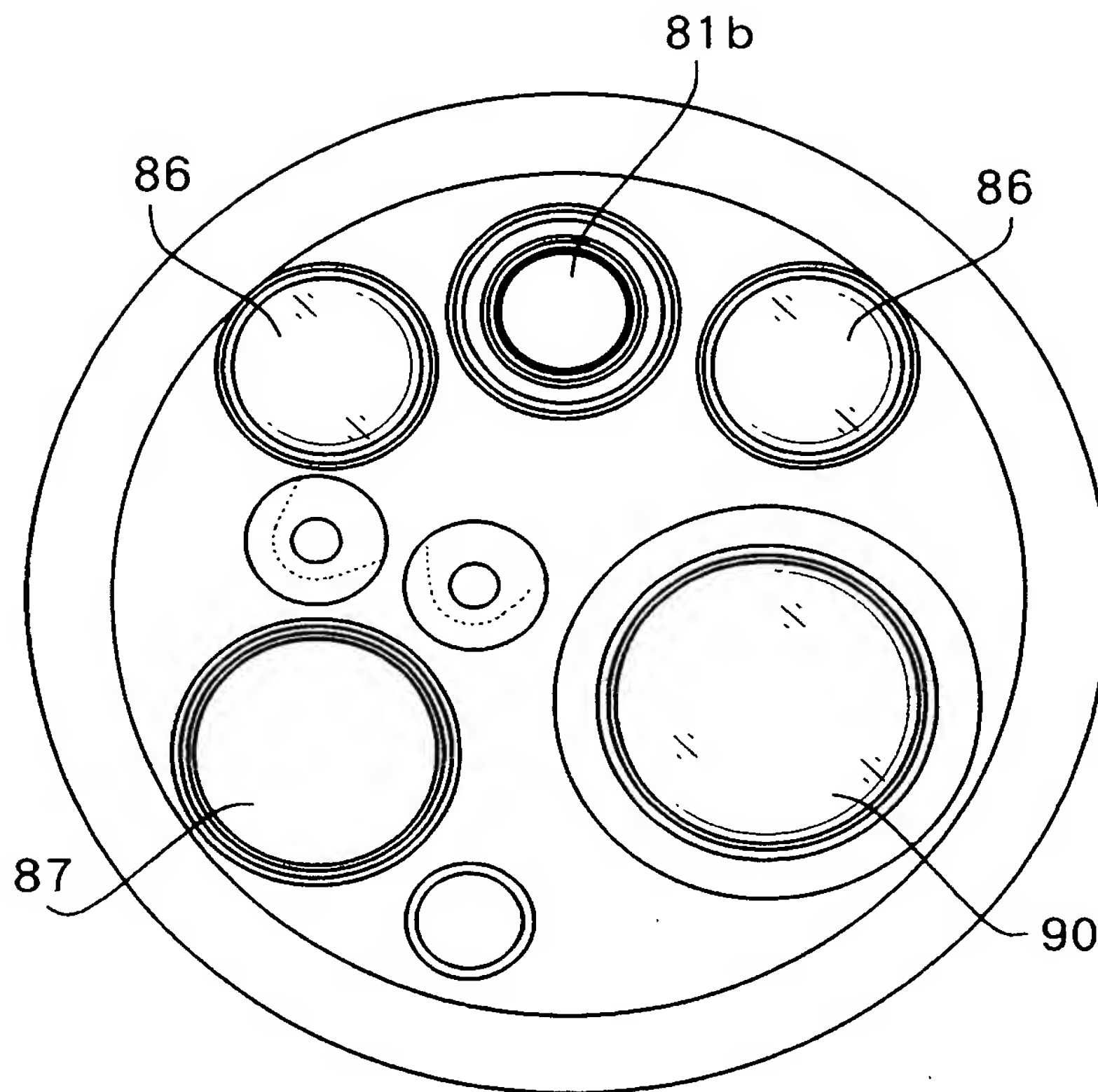
- 8 0 先端部
- 8 1 内視鏡ユニット
- 8 9 共焦点ユニット
- 8 9 a 突出部
- 1 0 0 電子内視鏡

【書類名】 図面

【図 1】

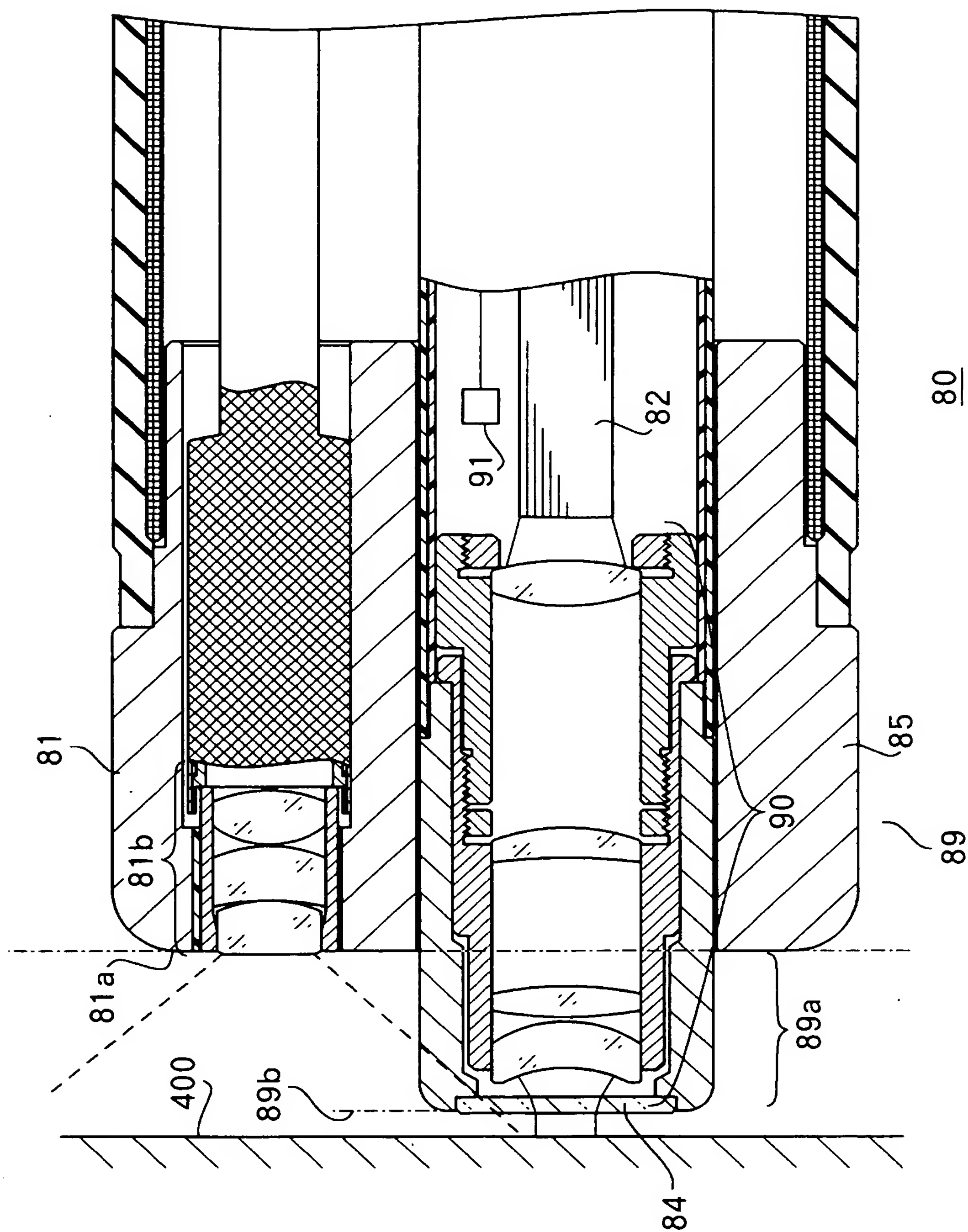


【図 2】

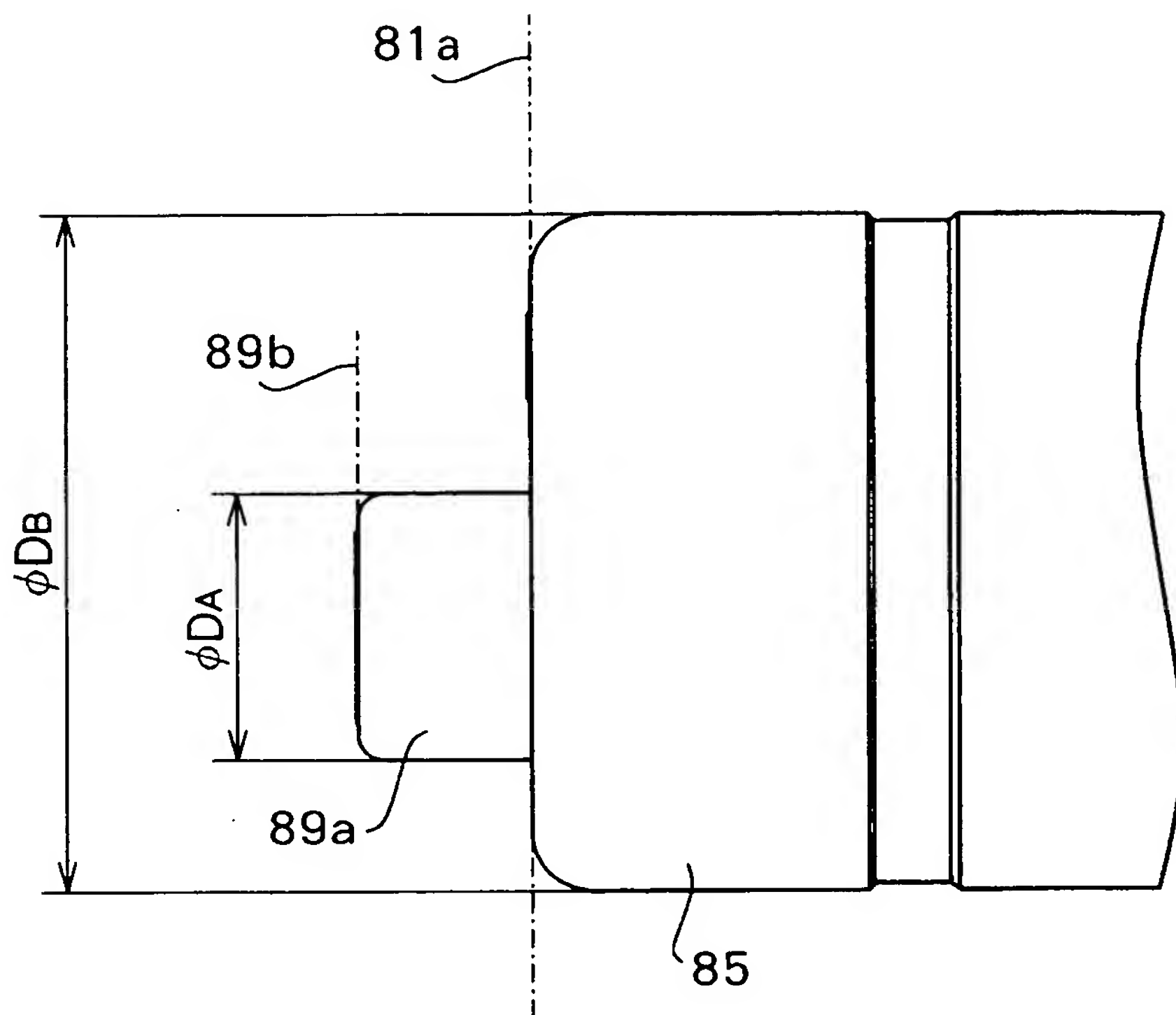


80

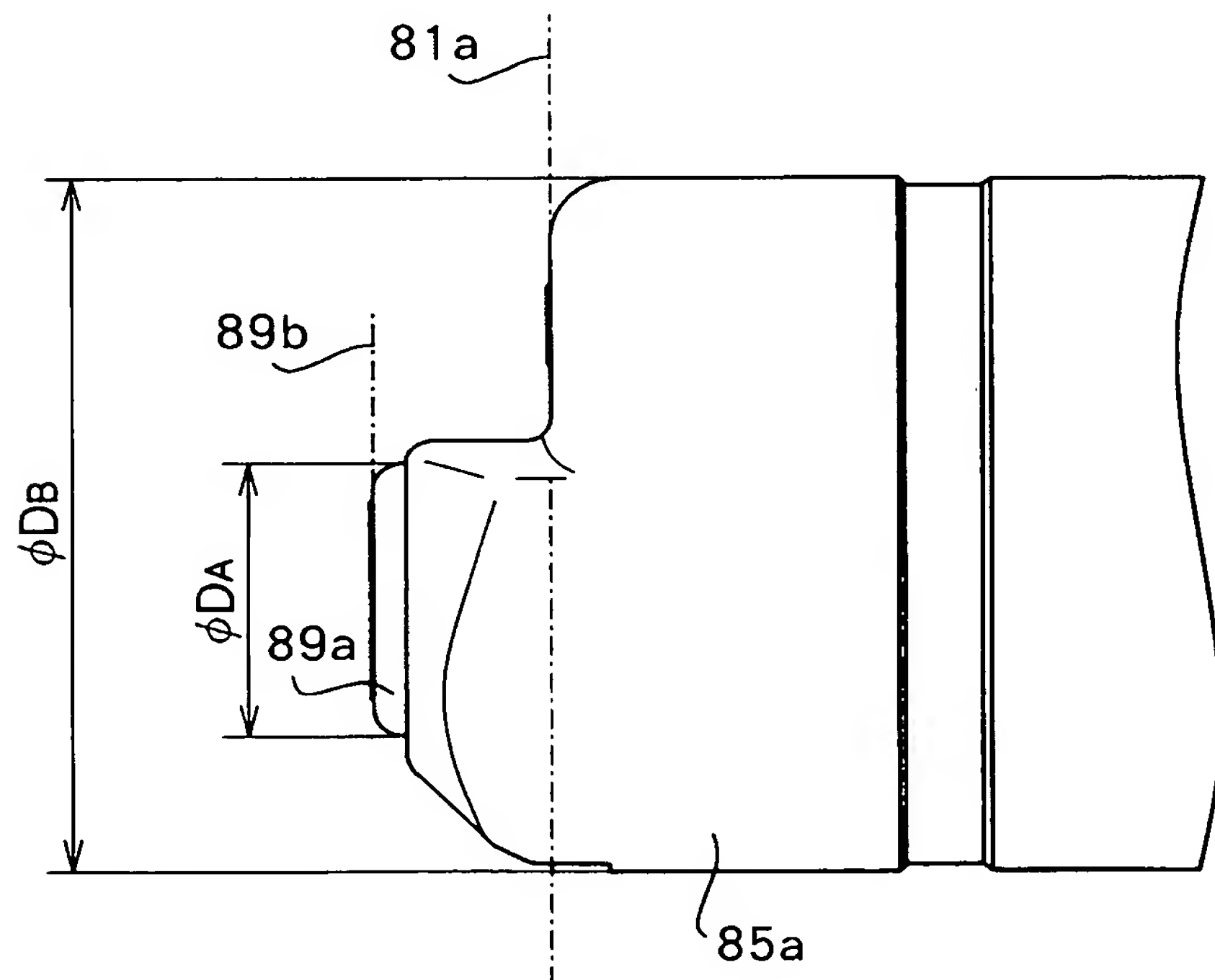
【図 3】



【図 4】



【図 5】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 通常の内視鏡の観察系に加えて、先端部を対象物に接触させて観察する必要がある観察系を備えた内視鏡であって、この観察系を、体腔内の対象物に接触させ易くすることができ、さらに患者への負担を軽減させることができる内視鏡を提供する。

【解決手段】 体腔内の生体組織を第 1 の倍率で観察するための第 1 の対物光学系と、この生体組織に先端面を押し当てた状態でこの生体組織を第 1 の倍率より高い第 2 の倍率で観察するための第 2 の対物光学系とを備えたものであって、先端面が第 1 の対物光学系の先端面より優先して生体組織に接触するように、第 2 の対物光学系の先端面を第 1 の対物光学系の先端面より突出させている。

【選択図】 図 4

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2 0 0 3 - 1 3 8 0 9 9
受付番号	5 0 3 0 0 8 1 3 5 1 1
書類名	特許願
担当官	鎌田 柁規 8 0 4 5
作成日	平成 1 5 年 5 月 2 0 日

< 認定情報・付加情報 >

【提出日】	平成15年 5月16日
-------	-------------

次頁無

特願 2 0 0 3 - 1 3 8 0 9 9

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [0 0 0 0 0 0 5 2 7]

1. 変更年月日	2 0 0 2 年 1 0 月 1 日
[変更理由]	名称変更
住 所	東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号
氏 名	ペンタックス株式会社

特願 2 0 0 3 - 1 3 8 0 9 9

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[5 0 0 2 9 9 4 9 2]

1. 変更年月日

2 0 0 2 年 6 月 5 日

[変更理由]

住所変更

住 所

オーストラリア国 ヴィクトリア 3 1 6 8 ノッティング

ヒル ノーマンビー ロード 1 5 - 1 7

氏 名

オブティスキャン ピーティーワイ リミテッド